

Experimentelle Untersuchungen
über die elektronische Bestimmung und
Registrierung der Blutgerinnung
durch die statische Retraktometrie

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
GUNTER LUZ
aus Oberurbach

1967

9205

LANE MEDICAL LIBRARY OF
STANFORD UNIVERSITY
300 PASTEUR ROAD
PALO ALTO, CALIFORNIA

Experimentelle Untersuchungen
über die elektronische Bestimmung und
Registrierung der Blutgerinnung
durch die statische Retraktrometrie

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
GUNTER LUZ
aus Oberurbach

1967

Dekan : Prof. Dr. F. Lembeck

1. Berichterstatter: Doz. Dr. W. Schulte

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. E. Fröhlich

Druckerei Geiger & Freudenreich, Plüderhausen/Württ.

MEINEN ELTERN



Digitized by the Internet Archive
in 2026

INHALTSVERZEICHNIS

- I Einleitung, Literaturübersicht, Problemstellung
- II Entwicklung der statischen Retraktometrie
und ihre Gegenüberstellung zu anderen Methoden
- III Eigene Untersuchungen
 - A.. Material und Methoden
 - 1. Die elektronische Meßanordnung
 - 2. Die Gerinnungsgefäße und Haftmedien
 - 3. Konstruktion der mech. Apparatur
 - 4. Eichung der Apparatur
 - 5. Blut und Blutentnahme
 - 6. Einfülltechnik
 - B. Ergebnisse
 - 1. Die Gerinnungskurve und Versuche zur
Analyse des Kurvenverlaufs
 - 2. Ermittlung der Normalkurve
 - a) Induktive Bestimmung
 - b) Kapazitive Bestimmung
 - 3. Statistische Berechnungen
- IV Diskussion der Ergebnisse
- V Zusammenfassung
- VI Literaturverzeichnis
- Lebenslauf

I. EINLEITUNG und PROBLEMSTELLUNG

Bei zahnärztlich-chirurgischen Eingriffen, wie Zysten-ausschälungen, Entfernungen retinierter Zähne, Wurzel-spitzenamputationen etc., entstehen kleinere oder größere Knochendefekte. Um eine schnelle Regeneration zu erreichen und auf diese Weise den Heilungsverlauf abzukürzen, wird eine primäre Heilung dadurch angestrebt, daß man die deckenden Weichteile mit einer Naht verschließt. Nach klinischer Erfahrung nimmt jedoch trotz Nahtverschluß die Gefahr einer Infektion des Blutkoagulums mit dessen steigendem Volumen zu. Dieser sogenannte putride Zerfall des Blutkoagulums bewog früher die Kieferchirurgie, von einem primären Nahtverschluß größerer Knochendefekte abzusehen. Sie beschritt statt dessen den Weg der sekundären Heilung, d.h. der Heilung über die offene Granulation. (C. PARTSCH (14)). Neuere Erkenntnisse über die Ausbildung, Erhaltung und Stabilisierung des Blutkoagulums führen dazu, daß die Indikation zum primären Nahtverschluß auf größere Knochendefekte erweitert werden konnte.

Um einer Zerstörung des Blutkoagulums durch postoperative Infektion vorzubeugen, werden heute mit Erfolg Antibiotika lokal und allgemein verabreicht.

(F. BROSCHE (2), E. FRÖHLICH (3), P. HAUSER (6), A. OTT (13), H.H. REBEL (16), K. SCHUCHARDT (17), W. SCHULTE (18)).

Höhere Konzentrationen lokal angewandter Antibiotika wirken jedoch hemmend auf die Blutgerinnung (P.MATIS, W.MAYER, W.NAGEL (11), W.SCHULTE(20)). W.SCHULTE (18) empfiehlt in Anlehnung an K.H.THOMA (23) zur Prophylaxe der möglichen Gerinnungsstörung den Knochendefekt mit einem Gelatineschwamm oder mit Thrombinzusätzen bzw. mit der Kombination von beiden auszufüllen. Für die Behandlung größerer Knochendefekte hat W.SCHULTE (19) die Eigenblutmethode entwickelt. Dabei wird extracorporal Venenblut im Gelatineschwamm zusammen mit einem Antibiotikum durch Thrombin zur Gerinnung gebracht. Anschließend wird der blutfreie Knochendefekt wandständig mit dem Gelatineschwamm-Blutkoagulum ausgefüllt.

Von ausschlaggebender Bedeutung aber für die primäre Heilung und Regeneration von Knochendefekten ist nicht nur die Ausbildung und Erhaltung des Blutkoagulums, sondern auch dessen postoperatives Verhalten im Knochendefekt. Abgesehen von der Gefahr der postoperativen Infektion und Gerinnungsstörung, hängt das Verhalten des Blutkoagulums vor allem von zwei Faktoren ab: von seiner R e t r a k t i o n und von seiner H a f t f ä h i g k e i t . Falls sich das Blutkoagulum im Knochendefekt ebenso verhält wie in vitro, dann muß

während der dritten Phase der Blutgerinnung der sogenannte Blutkuchen das Serum auspressen oder sich gleichmäßig zwischen den Wänden des Knochendefektes ausspannen. Tritt nun im Defekt analog wie in vitro eine völlige Retraktion des Koagulums ein, so muß nach deren Beendigung die Knochenhöhle annähernd bis zur Hälfte mit Serum gefüllt sein (J.JÜRGENS(8), K.WAGNER(24)). Dieser serumgefüllte Raum erschwert jedoch den Heilungsprozeß wesentlich (A.BIER(1)), da er im Gegensatz zum Blutkoagulum nicht primär organisiert werden kann. Erst nach erfolgter Resorption und Ausbildung eines Substitutionsgewebes kommt es zur Bildung von differenziertem Knochengewebe.

Durch den serumgefüllten Spaltraum ist außerdem die Möglichkeit eines Austausches von Speichel und Serum über den Nahtspalt gegeben. Sog- und Druckkräfte der Kau- und Schluckmuskulatur, die auf die dünne Weichteildecke über dem Knochendefekt einwirken, begünstigen diesen Austausch zusätzlich (W.SCHULTE(21)). Zudem besitzt, wie W.SCHULTE(21) zeigen konnte, der Speichel fibrinolytische Eigenschaften. Über den Speichel können Keime aus dem septischen Bereich der Mundhöhle eingeschleppt werden und eine Auflösung und Infektion des Koagulums verursachen.

Wie H.MAUNZ(12) durch experimentelle Untersuchungen feststellte, sind die bei der Retraktion auftretenden

Zugkräfte so groß, daß sie ohne weiteres ausreichen, das Koagulum von der Knochenwand abzureißen. Dies gilt insbesondere, wenn es sich vorwiegend um Compacta handelt.

Der Abriß des Koagulums ist von der umgebenden Wandbeschaffenheit abhängig. K.D. WAGNER (24) fand, daß der prozentuale Serumanteil bei steigender Größe der Versuchsgefäße und gleichbleibender Oberflächenbeschaffenheit zunimmt. Weiterhin ist die Haftung des Fibringerüsts um so besser, je aufgerauhter, d.h. je größer die Wandoberfläche ist.

Der Forderung, Wunden nach der Versorgung absolut ruhig zu stellen (A. BIER (1)), kann bei intraoralen Wunden nur bedingt Folge geleistet werden. Nur im Bereich der gingiva propria ist das Ruhigstellen durch Verbandplatten und Immediatprothesen möglich. Ansonsten werden die durch Naht verschlossenen Weichteile über dem Knochenfenster stark intermittierenden Druckbelastungen ausgesetzt. Wie J. KREIDLER (10) zeigen konnte, liegen bei Versuchen, bei denen das Blutkoagulum "physiologischen" intermittierenden Druckbelastungen (875 p/cm^2) ausgesetzt ist, die Serumabscheidungen um 10 Prozent höher, als wenn keine Belastung vorliegt.

W. SCHULTE (18), der sich eingehend mit der Retraktion in Bezug auf die primäre Heilung von Knochendefekten befaßte, begegnet der den Heilungsverlauf störenden

Retraktion durch die Verwendung poröser Gerüstkörper, die bei ihrer Anwendung vollbluten müssen. Es handelt sich hierbei um einen denaturierten Gelatineschwamm, der im Gegensatz zu den Fibrinschwämmen eine gewisse Stabilität besitzt. Dadurch wird verhindert, daß sich dieser Schwamm unter dem Einfluß der Retraktionskräfte zusammenziehen kann. Bereits K.H.THOMA(23) hat diesen Gelatineschwamm zur Füllung von Knochendefekten verwendet und auch E.FRÖHLICH(3) u.a. haben mit diesen Präparaten klinische Erfahrungen gesammelt. Doch war man früher der Auffassung, daß man für das Blutkoagulum einen Ersatz schaffen müsse. W.SCHULTE(18), der die verschiedenen Anwendungsmöglichkeiten experimentell, klinisch und histologisch untersucht hat, kam zu dem Schluß, "daß nicht der Ersatz, sondern mit Hilfe des Schwammes vielmehr die Wandständigkeit, Stabilität und Homogenität des defektfüllenden Blutkoagulums anzustreben und zu erreichen" seien.

Um qualitative und quantitative Aussagen über Stoffe machen zu können, die in ein Blutkoagulum implantiert werden und den Gerinnungsablauf beeinflussen, benötigt man Methoden, mit deren Hilfe die Änderungen des Gerinnungsablaufes in vitro objektiv gemessen und registriert werden können. So ist vor allem die zahnärztliche Chirurgie daran interessiert, brauchbare Methoden zu besitzen,

die es ermöglichen, Speicheleinflüsse auf die Blutgerinnung zu simulieren.

Die bisher einzige vollautomatisch arbeitende Methode, die diesen Gesichtspunkten annähernd entspricht, stellt der Thrombelastograph (TEG) von H.HARTERT(5) dar. Da man aber beim TEG keine freie Koagulumoberfläche besitzt, die über eine längere Zeit intermittierenden Einflüssen ausgesetzt werden kann, lassen sich verschiedene spezielle Fragestellungen nicht untersuchen. Mit Hilfe der von W.SCHULTE(22) entwickelten elektronisch-vollautomatisch arbeitenden Registriermethode der Blutgerinnung durch die statische Retraktometrie ist es möglich, neben der Registrierung aller Vollblutgerinnungsphasen auch Einflüsse von Stoffen und Präparaten (wie z.B. Speichel, Penicillin, Thrombin etc.) auf die Blutgerinnung bzw. auf das Koagulum zu jedem beliebigen Zeitpunkt prüfen zu können. Außerdem können mit dieser Methode pathologische Veränderungen der Blutgerinnung objektiviert werden.

Aufgabe der vorliegenden Arbeit ist es, mit der elektronischen, statischen Retraktometrie experimentelle Untersuchungen anzustellen:

1. Soll die bisherige Apparatur mechanisch verbessert und dadurch deren Handhabung vereinfacht werden.

2. Sollen durch Messungen mit Vollblut einer größeren Personenzahl die Normalwerte der Gerinnungskurven ermittelt werden.

II Entwicklung der statischen Retraktometrie und ihre Gegenüberstellung zu anderen Methoden

Die experimentellen Untersuchungen sollen Aufschluß über das zu erwartende Verhalten des Blutkoagulums im weichteilverschlossenen Knochendefekt geben. Daher müssen die angewandten Methoden, um den Verhältnissen in vivo weitgehendst zu entsprechen, nach W.SCHULTE(21) bestimmte Forderungen erfüllen:

- a) Die Versuche müssen mit menschlichem Vollblut unter Luftabschluß bei physiologischen Temperaturbedingungen durchgeführt werden.
- b) Die Kraft des sich retrahierenden Blutkoagulums muß unter statischen Bedingungen gemessen werden können, weil auch in vivo bei allseitiger Anhaftung an einer unveränderlichen (Knochen-)Wand dem möglichen Abriß keine Verformung der starren Grenzfläche vorausgeht.
- c) Das Oberflächen- und Volumenverhältnis der Anordnung muß variabel sein, um dessen Einfluß auf die Grenzflächenkräfte zwischen Blutgerinnsel und fester Wand messen zu können.
- d) Das Material der festen Oberfläche muß ausgewechselt

werden können, um seinen Einfluß auf die Haftbedingungen zu prüfen.

- e) Der Kraftverlauf muß möglichst bis zum Einsetzen der Fibrinolyse verfolgbar sein.
- f) Der eventuelle Abriß des Blutgerinnsels muß zeitlich in Abhängigkeit von der Kraft bestimmt werden können.

Im voraus sei schon darauf hingewiesen, daß die Forderungen c) und d) nach Variabilität in Volumen und Oberfläche in dieser Arbeit nicht berücksichtigt werden. Diese Probleme wurden bereits eingehend von W.SCHULTE(21), H.MAUNZ(12), E.KLETT(9), K.D.WAGNER(24) experimentell untersucht.

H.BAYERLE, R.MARX und H.HELL(26) benützen zur Messung der Retraktionsenergie eine Vorrichtung, die auf dem Prinzip der dynamischen Federwaage beruht. Dabei wird ein Drahtnetz, das an einer Feder hängt, in die Blutoberfläche eines aufgerauhten, mit Blut gefüllten Uhrglases getaucht. Nach Retraktionsbeginn wird das Netz nach unten gezogen und die Kraftwerte werden über einen Hebelarm auf eine Scala übertragen. Auch diese Meßergebnisse geben nicht die effektive Kraft an, da es sich um eine dynamische Kraftmessung handelt, d.h. dem Blutgerinnsel wird die Möglichkeit gegeben zu

schrumpfen und infolgedessen Serum auszuschcheiden.

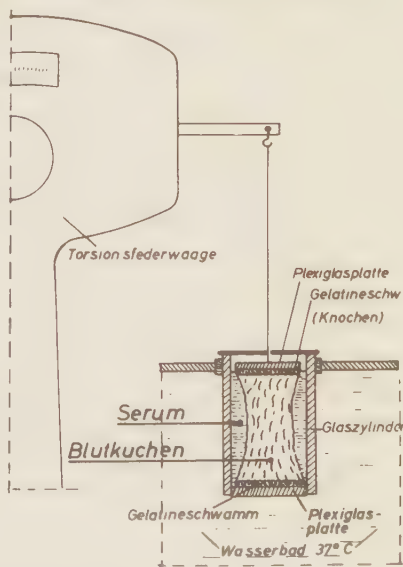
Auch hier leistet das Koagulum Arbeit, die bei der Messung nicht berücksichtigt wird.

H.HARTERT(4) weist darauf hin, daß für eine genaue Retraktionskraftbestimmung eine Serumabscheidung "zum Ausgleich der Kontraktion" verhindert werden muß.

Keine Berücksichtigung findet allerdings, daß auch durch die Retraktion Energie verbraucht wird. Er hat neben dem Thrombelastographen u. a. eine Versuchsanordnung angegeben: den Retraktographen. Mit diesem sollen sich die "ersten Anfänge der Retraktion" erfassen lassen. Er ist der Ansicht, daß die Retraktion bereits kurz nach der Gerinnung einsetzt. Bei den anderen Methoden soll, seiner Meinung nach, die Zugkraft des Gerinnsels erst dann bemerkbar sein, wenn die Retraktionsspannung im Gerinnsel ausreicht um ein an Luft oder Öl grenzendes Oberflächenhäutchen zu sprengen. Erst dann soll ein Austritt von Serum also eine Volumenverkleinerung des Gerinnsels stattfinden, und erst dann sollen die anderen Methoden den Retraktionsbeginn registrieren. Die Ausbildung eines Oberflächenhäutchens will er dadurch verhindern, daß er das Blut mit "plasmafreundlicher Elektrolytlösung" mit wesentlich höherem spez. Gewicht unterschichtet. Über ein feines, an der Grenzschicht sich befindendes

Metallplättchen registriert er photokymographisch den Retraktionsvorgang. Diese Anordnung erlaubt ebenso wie das TEG keine absoluten Kraftmessungen. Dabei tritt jedoch bereits ein Effekt auf, der auf ähnliche Weise bei der elektronischen statischen Retraktometrie registriert wird. Es handelt sich um den anfänglichen Abfall unter die Nulllinie, der an anderer Stelle noch näher erläutert werden soll. Die Versuchsanordnung nach H.HARTERT (4) arbeitet ebenfalls mit Formveränderungen des Koagulums.

Erst die von W.SCHULTE (21) und H.MAUNZ (12) entwickelte weglose Messung der Retraktionskraft, die sog. statische Retraktometrie entspricht den anfangs erwähnten Forderungen. Mit Hilfe einer kompensierbaren Federwaage wird während der dritten Gerinnungsphase die zunehmende Retraktionskraft und später, unter dem Einfluß der lytischen Vorgänge, der Kraftabfall gemessen



(Abb. 1). Dazu wird

Abb. 1: Schematische Darstellung der statischen Retraktometrie mit der Federwaage (W. SCHULTE (21)).

Blut in unbenetzbar gemachte zylindrische Gerinnungsgefäße gebracht, die in einem Wasserbad mit konstanter Temperatur von 37° hängen. Ein paraffinierter Stopfen, auf dem eine 1 mm dicke Schicht Gelatineschwamm mit Paraffin fixiert ist, bildet den Boden. Von oben taucht eine runde Plexiglasscheibe, deren Durchmesser etwas kleiner gehalten wird, in den Gerinnungszyylinder ein. Sie steht über einen Stahldraht mit der Federwaage in Verbindung. Die Unterseite der Scheibe ist ebenfalls mit Gelatineschwamm belegt. Das Gerinnungsgefäß wird mit einer definierten Blutmenge gefüllt. Die nun auftretenden Retraktionskräfte haben die Tendenz, die obere Plexiglasscheibe gegen den Boden herabzuziehen. Durch fortlaufende Kompensation der Waage ist es nun möglich, diese Bewegung zu verhindern. Der Abstand beider Haftflächen bleibt also konstant. In dem Raum zwischen der nicht benetzbaren Zylinderwand und dem Blutkuchen, der sich zwischen Boden und Deckplatte ausspannt, befindet sich das ausgepresste Serum. Die Kraft des sich retrahierenden Blutgerinnsels muß an der Scala der Torsionsfederwaage fortlaufend abgelesen und registriert werden. Anschließend wird die Abweichung des Zeigers vom Nullpunkt sofort wieder kompensiert.

Als nachteilig bei dieser Methode hat sich der Zeitaufwand erwiesen. Daher hat W.SCHULTE (22) zwei elektro-

nisch arbeitende Verfahren entwickelt, die vollautomatisch den gesamten Meßvorgang erfassen und registrieren. Mit diesen Meßanordnungen wurden die eigenen Versuche ausgeführt; sie werden im folgenden Kapitel beschrieben.

wartenden maximalen Retraktionskraft entspricht, der Eisenkern eine Auslenkung von 5μ erfährt. Zwei Induktivitäten W_1 und W_2 , die an eine Meßbrücke angeschlossen sind, umgeben den Eisenkern. Diese Hochfrequenzmeßbrücke erhält ihre Spannung von einem stabilisierten Sender. Nimmt nun der Hochfrequenzeisenkern die Lage ein, in der die Induktivitäten beider Sender W_1 und W_2 gleich sind, so befindet sich die Meßbrücke im Gleichgewicht. Hierbei ist die Meßspannung am Brückenausgang dann $=0$. Bei Bewegung des Eisenkerns aus dieser Stellung entsteht am Brückenausgang eine Spannung, die der Auslenkung linear proportional ist. Über einen Meßbereichumschalter, Trägerfrequenzverstärker und phasengesteuerten Gleichrichter wird die Spannung nach nochmaliger Verstärkung durch ein Anzeigegerät und einen Schreiber registriert. Bei einer vermutlichen zu erwartenden maximalen Retraktionskraft von $2p$ wird das obere Haftmedium um einen Weg von 5μ von der Nulllage ausgelenkt. Da wir bei unseren Messungen mit Gerinnseln von 25-30 mm Höhe arbeiten, beträgt die maximale Schrumpfung höchstensfalls 0,02 %, bezogen auf die Ausgangslänge des Gerinnsels. Die Kraftmessung kann also hinreichend genau als statisch bezeichnet werden. Das verwendete Tastgerät findet für Präzisionsmessungen bis zu $0,25\mu$ in der Technik Verwendung und wird von dem Institut Dr. FÖRSTER (Reutlingen) hergestellt.

Bei dem kapazitiven Verfahren (s. Abb. 3) gleicht der elektronische Teil der induktiven Anordnung. Als Kraftaufnehmer wird dagegen ein Kondensator nach BRECHT-BOUCKE benutzt.

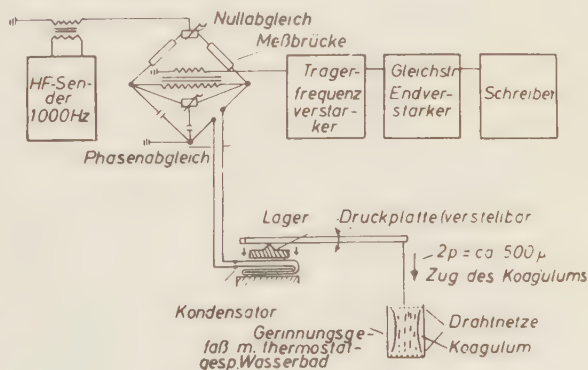


Abb. 3: Schematische Darstellung der Versuchsanordnung zur kapazitiven Messung der Retraktionskraft (W. SCHULTE (22)).

Bei Be- und Entlastung des Kondensators ändert sich seine Kapazität. In bestimmten Bereichen ist diese Kapazitätsänderung linearproportional den Belastungsänderungen. Diese Kapazitätsänderungen werden ebenfalls über eine Meßbrücke, die einen Nullabgleich ermöglicht, einen Trägerfrequenzverstärker und Gleichstromverstärker dem Schreiber zugeleitet. W. SCHULTE (22) benützt zur Druckübertragung auf den Kondensator ein Hebelgerät. An dem freien Ende eines einseitig gelagerten Hebels ist das Haftmedium für das Koagulum angebracht. Der Hebelarm überträgt die Retraktionskraft auf die Kegelspitze einer dem Kondensator aufliegenden Druckplatte. Durch Schrauben kann die Druckplatte verstellt werden. Der "Nulldruck" und somit die Kapazität bei unbelastetem Hebelarm wird dadurch einreguliert. Das Haftmedium legt bei einer Belastung von $2p$ einen Weg von $500\text{ }\mu$ zurück. Diese Wegstrecke ist 100mal größer als bei der induktiven Anordnung.

Ein Vergleich beider Methoden zeigt, daß die induktive Versuchsanordnung gegenüber der kapazitiven wesentliche technische Vorteile besitzt. Schon allein der kürzere Weg bei der induktiven Anordnung erfüllt praktisch die Forderungen nach einer statischen Kraftbestimmung. Während hier eine Tellerfeder für eine schnelle Wiederherstellung der Nullage sorgt, hängt dies bei der kapazitiven Anordnung von der Elastizität des Kondensators ab. So macht sich vor allem bei der Eichung die Hysterese störend bemerkbar. Weiterhin geht bei der mechanischen Kraftübertragung durch das Hebelsystem Energie durch Reibung verloren, die dann keine exakte quantitative Analyse der Meßergebnisse zuläßt.

Als Meß- und Registriergeräte wurden bei unseren Versuchen ein "Polyphysiograph" (Hersteller: SCHWARTZER GMBH, München) und ein "Makrograph" (Hersteller: Institut Dr.FÖRSTER, Reutlingen) verwendet. Beim Betrieb dieser Geräte ergeben sich in der Anlaufzeit technische Schwierigkeiten. Nach dem Einschalten wandert, wahrscheinlich durch Selbstaufheizung der Geräte, der Nullpunkt ab. Um diese Fehlerursache für die Meßergebnisse auszuräumen, wurden die Geräte bereits zwei bis drei Stunden vor Versuchsbeginn eingeschaltet.

Durch eine elektrische Zeitschaltuhr konnten nach den Versuchsvorbereitungen die Registriergeräte und der Thermostat zum gewünschten Zeitpunkt automatisch in Betrieb gesetzt und nach Versuchsende wieder abgeschaltet werden. Die Versuchsanordnung braucht daher, wenn das Blut eingefüllt ist, nicht weiter beobachtet zu werden.

2) Die Gerinnungsgefäße und Haftmedien

Als Gerinnungsgefäße haben wir die von W.SCHULTE(22) angegebenen auswechselbare Edelstahl- und Plexiglaszylinder mit polierten Innenwänden verwendet (Abb.4), und zwar für die induktive Versuchsreihe

einen Edelstahlzylinder mit einem Innendurchmesser von 16 mm und einer Höhe von 30 mm (Abb.5).

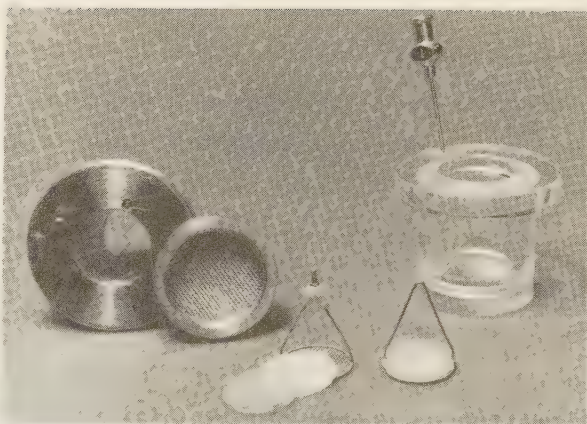


Abb. 4: Die verwendeten Gerinnungsgefäße und Haftmedien. Links sind Gerinnungsgefäß und Haftmedium zerlegt.

Der Boden kann durch Abschrauben vom Meßzylinder zu Säuberungszwecken entfernt werden. Eine 1 mm tiefe Aussparung im Boden hat den Innendurchmesser des Zylinders

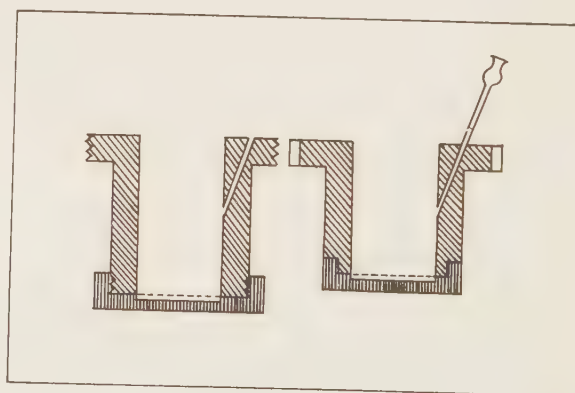


Abb. 5: Darstellung der Gerinnungszylinder im Querschnitt. Links der bei der induktiven Anordnung verwendete Edelstahlzylinder; rechts der Plexiglaszylinder mit eingeführter Kanüle, der bei der kapazitiven Anordnung benützt wurde.

und bewirkt, daß ein einge-

legtes Edelstahlnetz, das als unteres Haftmedium dient, den Zylinderboden in einer Höhe von 1 mm "überspannt". Dadurch kann sich das Netz gut mit Blut durchtränken; dies ist Voraussetzung für eine gute Haftung des Gerinnsels. Durch ein Gewinde am oberen Rand kann das Gerinnungsgefäß mit der Wasserbadkammer verschraubt werden. Die Zylinderwand besitzt eine schräg durchlaufende Bohrung, die ungefähr auf halber Höhe in den Gerinnungsraum mündet. In diese Bohrung kann eine Kanüle eingeführt werden, über die das Blut oder die zu prüfenden Zusätze eingebracht werden.

Für die kapazitive Versuchsreihe haben wir einen Plexiglaszylinder benutzt. Er unterscheidet sich gegenüber dem Edelstahlzylinder einmal durch die Höhe von nur 25 mm. Aus materialtechnischen Gründen besitzt er zudem kein Gewinde. Der Boden wird einfach aufgesteckt. Die Fixierung und Abdichtung gegenüber der Wasserbadkammer erfolgt durch eine Gummiringdichtung. Um einen exakten wasserdichten Abschluß bei beiden Gerinnungsgefäßen zu erreichen, werden die Übergangsstellen von Boden und Zylinder durch kurzes Eintauchen in erhitztes verflüssigtes Paraffin mit einem Paraffinfilm überzogen.

Als oberes Haftmedium diene bei beiden Versuchsanordnungen ein durch einen V_2A -Drahtring einge-

rändertes V_2A -Stahlnetz. Die Fixierung des Netzes und der seitlichen Streben wurde mit einem Präzisions-Punktschweißgerät bewerkstelligt. Der Durchmesser der oberen Haftnetze ist so gewählt, daß nur ein Zwischenraum von 1 mm zwischen Zylinderwand und Haftnetz verbleibt. Ein dünnes Plexiglasscheibchen, das auf dem oberen Haftmedium angebracht ist, schützt das Koagulum vor Luftzutritt. Um optimale Haftbedingungen zu schaffen, wurden die Zwischenräume zwischen Plexiglasscheibchen und Netz bzw. zwischen Netz und Zylinderboden mit Gelatineschwammscheiben ausgefüllt (hergestellt aus MARBAGELAN). Die Reinigung der Gerinnungsgefäße und der Haftmedien erfolgte nach den Angaben von J. JÜRGENS und F. K. BELLER(18). Vor jedem neuen Versuch wurde die Zylinderinnenwand zur Herabsetzung der Benetzbarkeit vaselinisiert.

3) Konstruktion der mechanischen Apparatur

Die Meßanordnung war auf einer Basisplatte angebracht, die durch drei Schrauben mit Hilfe einer Wasserwaage waagerecht nivelliert wurde. Auf dieser Platte nehmen die thermostatgespeisten Plexiglaskuvetten, die Kraftaufnehmer und die Gerinnungszylinder eine senkrechte

Lage zur Basisplatte ein. (Abb. 6). Da eine starre Fixierung der Kraftabnehmer und somit der oberen Haftmedien die Bluteinfüllung erschwert, wurde die induktive Anordnung verstellbar ausgeführt. Im Tubus eines um-

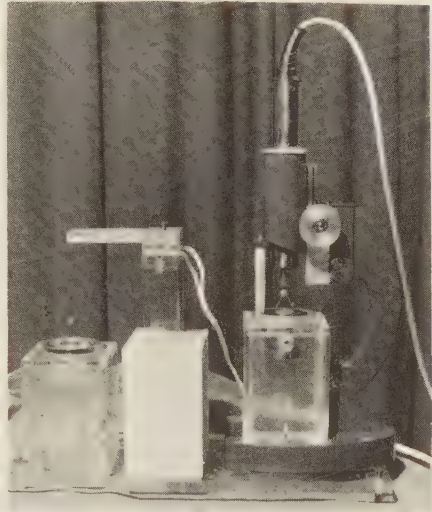
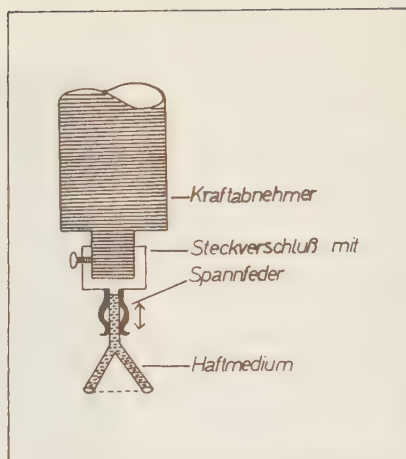


Abb. 6: Links die kapazitive, rechts die induktive Versuchsanordnung.

gebauten Mikrosko-

pes ist der Kraftabnehmer fixiert. Das obere Haftnetz ist durch einen einfachen Steckverschluß mit dem Kraftabnehmer verbunden (Abb. 7). Durch den Fein- und Grobtrieb können nun Taster und oberes Haftmedium in vertikaler Richtung um kleinere oder größere Wege verändert werden (vgl. dazu Abschnitt Einfülltechnik). Bei der kapazitiven Anordnung wurde die ursprüngliche (SCHULTE (22)), starre Fixierung des Kraftabnehmers beibehalten.

Das obere Haftmedium, das über einen dünnen Stahldraht mit dem Hebelende durch Klebewachs starr verbunden ist, ragt bei unseren Versuchen 2 mm tief zentrisch in den Ge-



rinnungszyylinder . Abb.7: Schematische Darstellung des Steckverschlusses bei der induktiven Anordnung. Der Steckverschluß verbindet

Beide Plexiglas-
kuvetten werden

das obere Haftmedium starr
mit dem Kraftaufnehmer.

mit genau 37° warmem Wasser durchflutet. Mit Hilfe eines Umwälz-Thermostaten wird das Wasser in einem Vorratsbecken auf konstanter Temperatur gehalten. Zu- und Abfluß sind an den Kuvetten so angebracht, daß das Wasser sie diagonal durchflutet. Der Zufluß für das Wasser befindet sich unten. Der Wassertransport geschieht durch Plastikschläuche. Ein Feinthermometer in einer der beiden Kuvetten dient zur Temperaturüberwachung.

4) Eichung der Apparatur

Nachdem die elektronischen Registriergeräte, um den Nullpunkt konstant zu halten, vorgewärmt waren, erfolgte die Eichung. Dazu muß zunächst die Nulllinie innerhalb des Meßbereiches am Schreiber so gewählt werden, daß die zu erwartenden Ausschläge nach oben und unten den Registrierbereich nicht überschreiten.

Durch Auflegen von Gewichten von 1 und 2 g auf die Plexiglasabdeckung des oberen Haftmediums bei gleichzeitiger Betätigung des Papiervorschubs am Registriergerät werden vor Versuchsbeginn Eichmarken gesetzt (Abb. 10). Die Größe der Auslenkung des Schreibers muß so gewählt werden, daß maximale Retraktionskräfte von 2,5p noch erfaßt werden können.

Die Eichung wurde vor jedem unserer Versuche neu durchgeführt. Der negative Ausschlag wird mit Hilfe der durch Gewichtauflagen bestimmten "positiven" Eichskala ausgewertet.

Durch die folgenden Versuche konnte nachgewiesen werden, daß bei Kraftumkehr die Auslenkung des Schreibers ebenfalls linear proportional der einwirkenden Kraft ist: Der induktive Kraftabnehmer mit Haftnetz

wird durch vertikale Verstellung verändert. Er drückt dabei das Haftnetz auf die Schale einer Goldfeinwaage bis diese mit genau 1p belastet wird (Abb.8). Der negative Ausschlag

des Schreibers entspricht genau dem positiven bei Auflage eines Gewichtes von 1 g.

Die bei der Belastung des Haftnetzes auftretenden Wegänderungen konnten am Makrographen direkt abgelesen und regi-

striert werden.

Abb. 9 gibt das

experimentell ermittelte Belastungs-Auslenkungsdiagramm des elektronischen Tasters bzw. des Haftnetzes wieder.

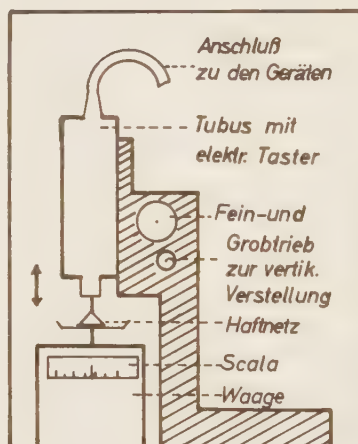
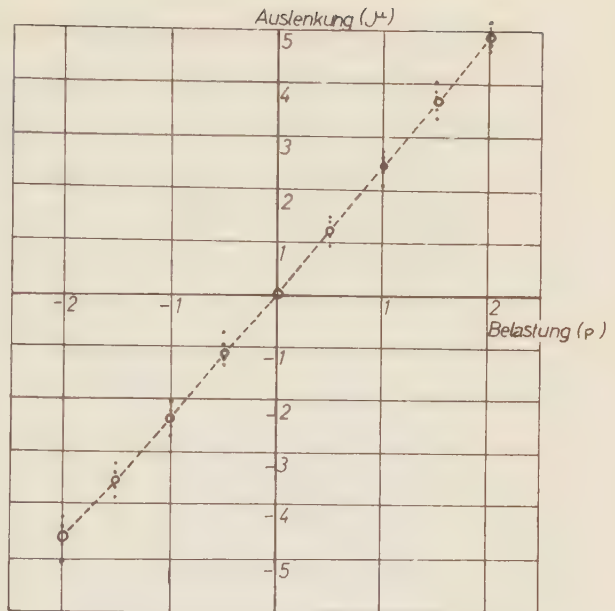


Abb.8: Schematische Darstellung der Anordnung zur Eichung des "negativen Bereiches".

bis die
Nulllinie
wieder
erreicht
wurde.
Häufig
blieb
eine
Rück-
stellung
zur Nulli-
nie aus.
Die Eichung
mußte in
diesen



Fällen Abb. 9: Die bei 5 Versuchen ermittelte Eich-
kurve des induktiven Kraftaufnehmers.
Abszisse: Belastung des Kraftauf-
nehmers (p).
Ordinate: Auslenkung des Kraftaufnehmers.
o: Mittelwerte Einzelwerte.

5) Blut und Abnahmetechnik

Bei allen Versuchen wurde venöses menschliches Voll-
blut von anamnestisch gesunden männlichen Spendern
im Alter von 20 bis 30 Jahren verwendet. Auf weibliche
Spender wurde im Hinblick auf die während der Menses

und Praemenses auftretenden Thrombozytenstürze verzichtet (F.H. POHLE (15)). Die Verwendung von Vollblut bringt jedoch versuchstechnisch Schwierigkeiten mit sich. So mußten mit Rücksicht auf die einsetzende Gerinnung größere Blutmengen schnell und thrombozyten-schonend entnommen und in die Gerinnungsgefäße eingefüllt werden. Die Entnahme erfolgte in der Regel aus der mittleren Ellenbeugevene mit innenpolierten Kanülen und vaselinisierten Rekordspritzen. Als Nullpunkt für die spätere zeitliche Auswertung wurde der Einstichpunkt in die Vene gewählt.

6) Einfülltechnik

Bei der induktiven Anordnung wird vor dem Einfüllvorgang das obere Haftmedium mit dem elektronischen Taster nach oben geschraubt. Auf diese Weise kann der Meßzylinder von oben ohne Schwierigkeit bis 1 mm unter den Rand gefüllt werden. Anschließend schraubt man den Kraftaufnehmer so weit nach unten, bis das Haftmedium in den Blutspiegel eintaucht und sich mit Blut vollsaugt. Durch den Feintrieb wird nun die vertikale Lagebeziehung im μ -Bereich so korrigiert, daß der sehr empfindliche Taster die ursprünglich bei der Eichung gewählte Nullage wieder einnimmt. Dies ist

auf dem Schreiber und auf einem Kontrollanzeiger des elektronischen Registriergerätes direkt ablesbar. Da sich das Netz und das Gelatineschwämmchen mit Blut vollsaugen, erhielt bei unseren Versuchen das obere Haftmedium eine Lage von ungefähr 2 mm unterhalb des oberen Zylinderrandes. Die effektive Höhe des Blutkoagulums betrug daher 28 mm.

Bei der kapazitiven Anordnung ist der Einfüllvorgang schwieriger und zeitraubender, da die vertikale Lage des oberen Haftmediums zum Einfüllvorgang und zur anschließenden Wiedereinstellung der Nullage nicht verändert werden kann. Die Blutfüllung muß daher über eine Kanüle, die in der Wandbohrung steckt, erfolgen. Nur durch eine sehr feine Dosierung der Blutmenge kann die bei der Eichung festgelegte Nullage erreicht werden. Die effektive Höhe des Koagulums betrug bei dieser Anordnung 23 mm.

Nach der Einstellung der Nullage wurde die noch freie Blutoberfläche, die sich zwischen oberem Haftmedium und Zylinderwand befindet, mit wenigen Tropfen paraffinum liquidum bedeckt. Dadurch wird ein vollständiger Luftabschluß erreicht.

B) ERGEBNISSE

1) Die Gerinnungskurve und Versuche zur Analyse des Kurvenverlaufs

Abb. 10 zeigt eine Originalkurve der induktiven Anordnung, die zur Erläuterung beschriftet wurde. Nach den anfänglichen Ausschlägen des Schreibers, die aus Erschütterungen beim Einfüllen resultieren, sinkt die

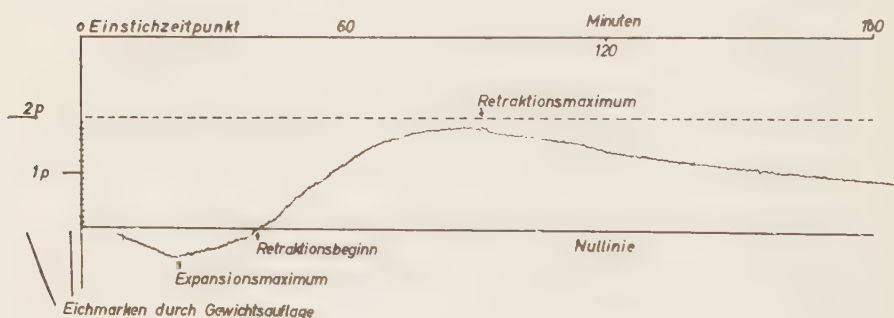


Abb..10: Original-Gerinnungs- und Retraktionskurve einer induktiven Messung.

Kurve zunächst kontinuierlich unter die Nulllinie.ab. Nach Erreichen eines Minimums steigt die Kurve über die Nulllinie hinaus wieder an und erreicht über einen lineraren Zwischenbereich das Maximum der Retraktion.

Anschließend erfolgt ein über Stunden hinweg andauernder Kraftabfall.

Mit dem Eintritt der Gerinnung wird das obere Haftmedium um $1-2\mu$ über die Nullage angehoben (Abb. 10 u. Abb. 9). Dieser Effekt ist ein wesentliches neues Merkmal. Er wurde von W. SCHULTE (22) erstmalig beschrieben, und entweder als eine Oberflächenspannungsänderung oder als eine echte Volumenzunahme des Blutes während der 2. Gerinnungsphase gedeutet.

H. HARTERT (14) weist bei den Untersuchungen mit seinem Retraktographen auf einen ähnlichen Effekt hin, den er auf eine molekulare Umwandlung während der Fibrinbildung zurückführt. Im Augenblick der Blutgerinnung soll dieser negative Effekt sein Maximum erreicht haben.

Im Gegensatz dazu wird bei unseren Versuchen das Expansionsmaximum erst einige Zeit nach Abschluß der Vollblutgerinnungszeit erreicht: Neben 10 Retraktionsversuchen wurden gleichzeitig, mit dem Blut desselben Spenders Gerinnungsteste durchgeführt. Dabei wurde Blut in silikonisierte Gerinnungsröhrchen gebracht, die im Wasserbad auf einer Temperatur von genau 37°C gehalten wurden. Die Röhrchen wurden in Abständen von 30 Sekunden gekippt und die Zeit, in der sich das Blut verfestigte, registriert. Dieser

Gerinnungszeitpunkt wurde auf den zugehörigen Retraktogrammen durch eine Zeitmarke fixiert. Es zeigte sich, daß der Zeitpunkt der Gerinnung vor der maximalen negativen Auslenkung erreicht wurde. Die Ergebnisse dieser Versuche sind in der Tabelle I wiedergegeben. Die mittlere Gerinnungszeit beträgt 8,9 Minuten. Das Expansionsmaximum wird durchschnittlich nach 17,6 Minuten erreicht.

Diese Tatsache spricht gegen eine Änderung der Oberflächenspannung, denn es ist kaum denkbar, daß die Oberflächenspannung noch nach der Koagulation eine Änderung erfährt.

Ferner muß berücksichtigt werden, daß sich

eine Änderung der Oberflächenspannung nur an der freien Blutoberfläche, die

nicht vom Haftnetz bedeckt ist, auf die vertikale Lagebeziehung des oberen Haftmediums auswirken kann. Eine

Versuche (Nr.)	Gerinnungs- zeit (min)
1	6
2	7
3	13
4	7
5	9
6	9
7	12
8	7
9	8
10	11
Mittlere Gerinnungszeit: 8,9	

Tab.1: Ergebnisse von 10 Gerinnungsversuchen zur Ermittlung der mittleren Gerinnungszeit.

Änderung der Oberflächenspannung der vom Haftnetz bedeckten Blutoberfläche hätte keinen Einfluß auf die vertikale Lagebeziehung des Netzes, da es sich um horizontale Kräfte handelt, die sich jedoch wegen der Stabilität der Netzmaschen nicht auswirken könnten. Es ist daher nicht anzunehmen, daß die bei der Expansionsphase auftretenden Kräfte auf einer Änderung der Oberflächenspannung der geringen freien Blutoberfläche beruhen.

Zur Klärung, ob eventuell ein thermodynamischer Effekt des Blutes eine Volumenzunahme verursacht, wurden zwei Möglichkeiten untersucht:

- 1) Kommt es durch eine exotherme Reaktion des Blutes zu dessen Erwärmung und Ausdehnung ?
- 2) Ist die mögliche thermische Ausdehnung in der Wiedererwärmung des Blutes zu suchen, das sich während des Entnehmens und Einfüllens abgekühlt hatte ?

Mit Hilfe eines Thermoelements wurde das thermische Verhalten des Blutes nach dem Einfüllen in die Gerinnungszylinder untersucht. Dabei wurde das Thermoelement durch einen Gummistopfen, der den Gerinnungszylinder abschloß, so fixiert, daß es genau in das

Zentrum des Zylinders ragte (Abb.11). Das Thermo-
element (Herst. Firma STREBEL (Tübingen)) hatte eine
Ablesegenauigkeit von $0,05^{\circ}\text{C}$.

Mit die-
ser Ver-
suchsan-
ordnung
wurden 4
Nebenver-
suche
durchge-
führt. Zu
Vergleichs-
zwecken
wurden mit
derselben
Versuchs-
anordnung
4 Versuche

mit reinem
Wasser durch-
geführt.

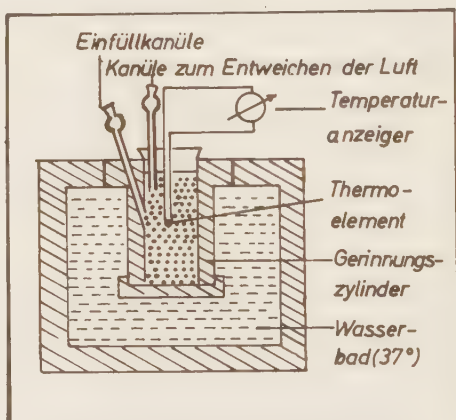


Abb.11: Schematische Darstellung der Versuchsanordnung zur Bestimmung des thermischen Verhaltens des Blutes während der Gerinnung.

Tabelle 2 gibt die Meßergebnisse dieser Erwärmungs-
versuche wieder. Übersichtlichkeitshalber wurde auf
die Darstellung der Einzelergebnisse verzichtet und

Tab. 2: Tabellarische Darstellung der Temperaturmittelwerte von Blut und Wasser bei 4 Wiedererwärmungsversuchen.

Zeit (min)		0,25	0,5	0,75	1	1,25	1,5	1,75	2	2,25	2,5	2,75	3	3,25	3,5	3,75	4	4,25	4,5	4,75	5
Temperatur (C°)	Blut	34,55	34,6	34,9	35	35,15	35,2	35,3	35,35	35,4	35,5	35,6	35,65	35,7	35,75	35,8	35,85	35,9	36	36	36,05
	Wasser	34,55	34,6	34,75	34,9	35	35,05	35,2	35,25	35,3	35,4	35,5	35,55	35,65	35,65	35,7	35,75	35,8	35,85	35,95	36

Zeit (min)		5,25	5,5	5,75	6	6,25	6,5	6,75	7	7,25	7,5	7,75	8	8,25	8,5	8,75	9	9,25	9,5	9,75	10
Temperatur (C°)	Blut	36,1	36,15	36,2	36,25	36,25	36,25	36,3	36,3	36,35	36,4	36,4	36,45	36,45	36,5	36,5	36,5	36,5	36,5	36,6	36,6
	Wasser	36	36,05	36,15	36,2	36,25	36,3	36,3	36,35	36,4	36,4	36,4	36,45	36,45	36,5	36,5	36,5	36,5	36,5	36,6	36,6

Zeit (min)		10,25	10,5	10,75	11	11,25	11,5	11,75	12	12,25	12,5	12,75	13	13,25	13,5	13,75	14	14,25	14,5	14,75	15
Temperatur (C°)	Blut	36,6	36,65	36,65	36,65	36,7	36,7	36,7	36,7	36,7	36,75	36,75	36,75	36,8	36,8	36,8	36,8	36,8	36,8	36,8	36,8
	Wasser	36,6	36,65	36,65	36,7	36,7	36,7	36,7	36,7	36,7	36,75	36,75	36,75	36,75	36,8	36,8	36,8	36,8	36,8	36,8	36,8

Zeit (min)		15,25	15,5	15,75	16	16,25	16,5	16,75	17	17,25	17,5	17,75	18	18,25	18,5	18,75	19	19,25	19,5	19,75	20
Temperatur (C°)	Blut	36,8	36,8	36,8	36,8	36,8	36,8	36,8	36,8	36,85	36,85	36,85	36,85	36,9	36,9	36,9	36,95	36,95	36,95	36,95	36,95
	Wasser	36,85	36,85	36,85	36,85	36,85	36,85	36,85	36,85	36,85	36,85	36,85	36,85	36,9	36,9	36,95	36,95	36,95	36,95	36,95	37

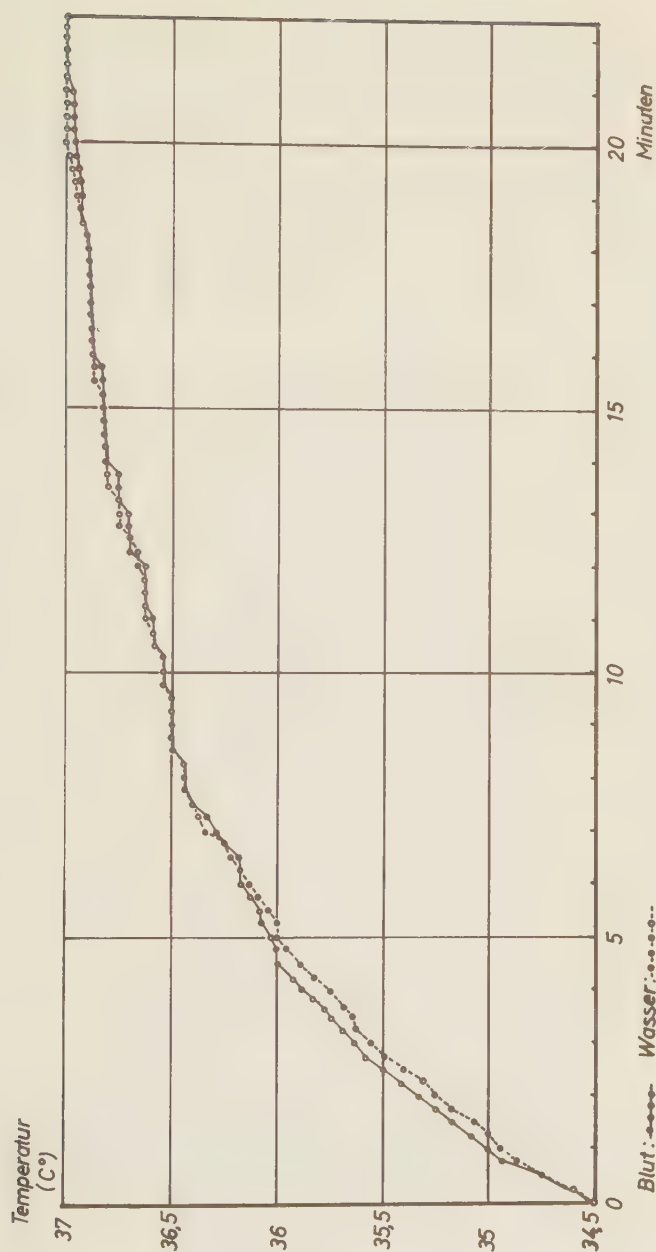
nur Mittelwerte angegeben.

Abb. 12 zeigt die graphische Darstellung dieser Mittelwertskurven. Das Blut kühlte sich während der Entnahme und während des Einfüllvorgangs auf durchschnittlich $34,5^{\circ}\text{C}$ ab.

Aus den fast identischen Kurvenverläufen von Blut und Wasser kann gefolgert werden, daß keine exotherme Reaktion größeren Umfangs während der Blutgerinnung abläuft, da sonst das Blut früher die "Ausgangstemperatur" von 37° erreichen müßte als das "reaktionslose" Wasser.

Diese Nebenversuche zeigen jedoch, daß tatsächlich eine Wiedererwärmung des Blutes im Versuchssystem stattfindet. Zur Klärung der Frage, ob nun diese Wiedererwärmung die Expansionsphase verursacht, wurden 5 Retraktionsversuche durchgeführt, bei denen die Blutentnahme mit 37° warmen Rekordspritzen erfolgte. Dabei wurden die Spritzen 30 Minuten lang in einem Brutschrank auf genau 37° erwärmt. Bei diesen Versuchen, bei denen nur eine sehr geringe Abkühlung bzw. spätere Wiedererwärmung des Blutes erfolgen konnte, wurde ebenfalls ein deutliches Absinken unter die Nulllinie registriert.

Abb. 12: Mittelwertskurve der Wieder-
erwärmung des abgekühlten Blutes
bzw. des Wassers als Temperatur-
Zeit-Diagramm.



Des weiteren wurden 3 Retraktionsnebenversuche bei einer Wasserbadtemperatur von 30° durchgeführt. Dabei zeigte sich, daß trotz der beabsichtigten Abkühlung des Blutes das anfängliche Absinken unter die Nulllinie stattfindet. Lediglich der zeitliche Ablauf der einzelnen Phasen war entsprechend der RGT-Regel verzögert.

Die Ergebnisse dieser Nebenversuche bestätigen, daß in der 2. Gerinnungsphase eine Volumenzunahme des Blutes erfolgt. Die Ursache liegt nicht im thermodynamischen Verhalten des Blutes.

Die Retraktionsphase beginnt mit dem meist kontinuierlichen Übergang der Kurve in den positiven Bereich. Nach Erreichen des Retraktionsmaximums beginnt die Kurve durch lytische Vorgänge wieder abzusinken. Oftmals, wie auch an unserem Beispiel (Abb.10), wird das Retraktionsmaximum nur kurzzeitig erreicht. Retraktionsmaximum und Beginn der Lyse stimmen dann zeitlich miteinander überein.

3) Ermittlung der Normalkurve

Da der qualitative und quantitative Kurenverlauf der Retraktographie aus früheren Untersuchungen (SCHULTE (21), MAUNZ(12), KLETT(9)) feststand, wurden zu Ver-

gleichszwecken nur die 5 charakteristische Kurvenpunkte (Beginn der Expansion; Maximum der Expansion; Beginn der Retraktion; Maximum der Retraktion; Beginn der Lyse) statistisch weiter ausgewertet. Auf die tabellarische Darstellung der Einzelergebnisse der Retraktogramme, die in Abständen von 15 Minuten ausgewertet sind, wurde verzichtet; graphisch sind die Mittelwerte dieser Ergebnisse in Abb. 13 bzw. Abb. 14 dargestellt.

a) I n d u k t i v e B e s t i m m u n g

Um sich mit den Apparaturen, der Eichung und dem exakten Einfüllen des Blutes vertraut zu machen, wurden fünf Vorversuche durchgeführt, aber nicht ausgewertet. Durch technische Fehler in der Versuchsanordnung ergaben sich acht Fehlversuche, die statistisch ebenfalls keine Berücksichtigung fanden. Statistisch ausgewertet wurden 70 Versuche, die unter gleichen Bedingungen durchgeführt wurden.

Abb. 13 zeigt die Normalkurve, die aus den Mittelwerten dieser Versuche resultiert.

Die bei der Expansionsphase auftretende mittlere Kraft betrug 604 mp. Dabei wurde (Abb. 9) das

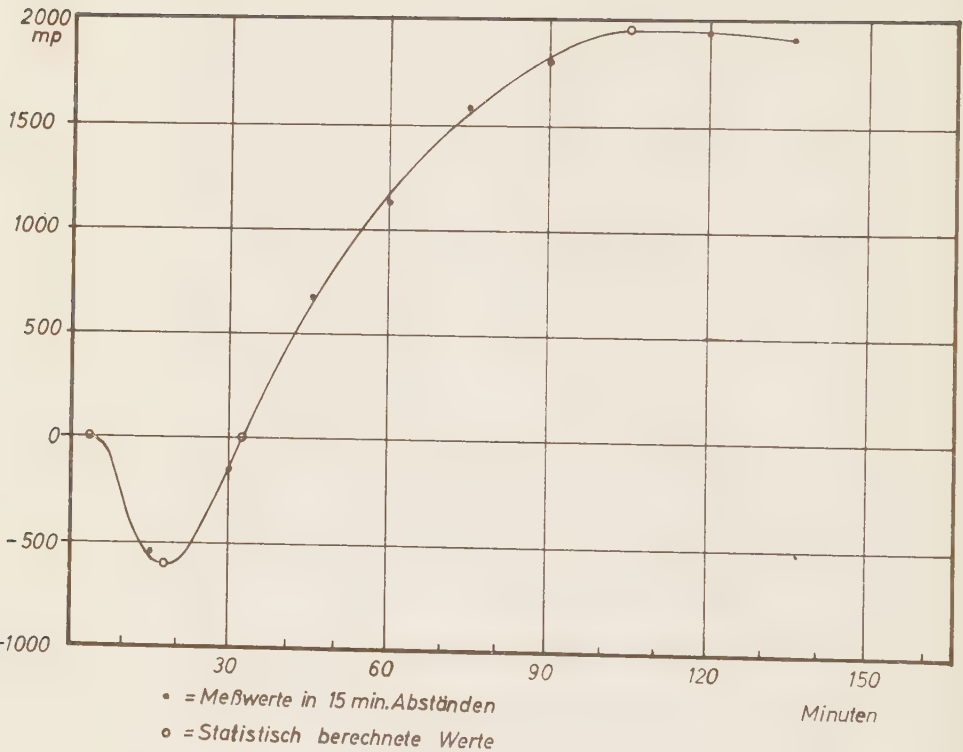


Abb.13: Mittlere Vollblut-Gerinnungskurve von 70 Versuchspersonen. Die Versuche wurden mit der induktiven Anordnung ermittelt. Ordinate: Retraktionskraft. Abszisse: Zeitwerte (0 = Einstichzeitpunkt in die Venen)

obere Haftmedium im Mittel $1,3 \mu$ (h) über seine Nullage angehoben.

Die Volumenzunahme (V_E) betrug nach der Formel

$$\begin{aligned} V &= \pi \cdot r^2 \cdot h \\ \pi r^2 &= 2 \text{ cm}^2 \\ V_E &= 2,6 \cdot 10^{-4} \text{ cm}^3 \end{aligned}$$

Das Ausgangsvolumen (V_O) betrug

$$V_O = 5,6 \text{ cm}^3$$

Bezogen auf das Ausgangsvolumen ($V_O=100\%$)

$$\text{betrug } V_E = 0,004 \%$$

Bis zum Expansionsmaximum wurde nach der Formel

$$A = K \cdot S$$

eine mittlere Arbeit (A_E) von

$$A_E = 0,09 \text{ erg geleistet.}$$

Auf den folgenden Seiten sind die von der Rechenanlage ausgedruckten Originaltabellen der Versuchsergebnisse mit den Werten der statistischen Berechnungen wiedergegeben (vgl. auch Abschn. Statistische Berechnungen).

VERSUCH		E X P A N S I O N S P H A S E							R E T R A K T I O N S P H A S E							L Y S E	
NR.		BEGINN	DAUER	KRAFT	M A X I M U M	BEGINN	DAUER	KRAFT	M A X I M U M	BEGINN	DAUER	KRAFT	M A X I M U M	BEGINN	DAUER	KRAFT	M A X I M U M
		(min)	(min)	(mp)	(mp/cm ²)	(min)	(min)	(mp)	(mp/cm ²)	(min)	(min)	(mp)	(mp/cm ²)	(min)	(min)	(mp)	(mp/cm ²)
1		3.0	36.0	900	584.7	21.0	39.0	84.0	779.5	81.0	123						
2		2.5	40.0	750	487.2	18.0	42.5	80.5	039.4	113.0	123						
3		2.5	18.0	200	129.9	10.0	20.5	110.5	396.7	120.0	131						
4		2.0	18.0	450	292.3	11.0	20.0	85.0	461.6	92.0	105						
5		2.5	18.5	350	227.4	12.0	21.0	87.0	136.8	35.0	108						
6		3.5	23.5	300	194.9	20.0	27.0	92.0	461.6	58.0	119						
7		4.0	34.0	800	519.7	21.0	38.0	115.0	624.0	129.5	153						
8		3.0	31.0	100	714.6	16.0	34.0	66.0	169.3	95.0	100						
9		1.5	16.5	350	227.4	11.0	18.0	97.0	689.0	80.0	115						
10		4.0	33.0	100	714.6	12.0	37.0	94.0	104.3	131.0	131						
11		3.5	33.5	000	649.6	14.5	37.0	134.0	591.5	127.0	171						
12		4.0	26.5	700	454.7	18.0	30.5	45.5	169.3	76.0	76						
13		3.5	17.5	450	292.3	13.0	21.0	19.0	40.0	40.0	40						
14		3.0	29.0	300	194.9	25.0	32.0	91.0	494.1	123.0	123						
15		4.5	12.5	350	227.4	13.0	17.0	100.0	689.0	77.0	117						
16		2.0	38.0	800	519.7	20.0	40.0	129.0	429.1	115.0	169						
17		3.0	24.0	600	389.8	18.0	27.0	97.0	299.2	124.0	124						
18		4.0	54.0	800	519.7	28.5	58.0	128.0	299.2	137.0	186						
19		3.0	28.0	000	649.6	13.0	31.0	34.0	396.7	59.0	65						
20		5.0	29.0	400	259.8	21.5	34.0	126.0	234.3	125.0	160						
21		5.0	22.0	650	422.2	15.0	27.0	100.0	266.7	127.0	127						
22		4.5	24.5	650	422.2	17.0	29.0	78.0	331.7	107.0	107						
23		8.0	29.5	500	324.8	25.0	37.5	100.5	689.0	161.0	138						
24		2.0	30.0	500	324.8	21.0	32.0	45.0	494.1	77.0	77						
25		4.0	19.0	250	162.4	17.0	23.0	81.0	331.7	85.0	104						

VERSUCH NR.	E X P A N S I O N S P H A S E					R E T R A K T I O N S P H A S E					L Y S E BEGINN (min)
	BEGINN (min)	DAUER (min)	KRAFT (mp)	M A X I M U M DRUCK (mp/cm ²)	ZEITPKT. (min)	BEGINN (min)	DAUER (min)	KRAFT (mp)	M A X I M U M ZUG (mp/cm ²)	ZEITPKT. (min)	
26	3.0	37.0	1 000	649.6	17.5	40.0	63.0	2 400	1 559.1	103.0	103
27	7.0	20.0	400	259.8	18.5	27.0	63.0	1 650	1 071.9	90.0	90
28	3.5	34.5	400	259.8	26.5	38.0	81.0	1 550	1 006.9	103.0	119
29	2.0	39.5	750	487.2	23.5	41.5	45.5	1 750	1 136.8	87.0	87
30	7.0	16.0	300	194.9	15.0	23.0	55.0	2 100	1 364.2	78.0	78
31	3.5	33.5	650	422.2	19.5	37.0	56.0	1 850	1 201.8	93.0	93
32	5.5	30.5	800	519.7	23.5	36.0	89.0	2 000	1 299.2	125.0	125
33	7.0	11.0	450	292.3	13.0	18.0	157.0	2 600	1 689.0	73.0	175
34	3.0	18.0	700	454.7	11.0	21.0	56.0	2 050	1 331.7	56.5	77
35	2.0	13.0	650	422.2	9.5	15.0	92.0	2 050	1 331.7	88.0	107
36	1.0	36.0	400	259.8	13.5	37.0	114.0	1 600	1 039.4	74.0	151
37	4.0	19.0	400	259.8	14.0	23.0	59.0	2 400	1 559.1	82.5	82
38	1.5	46.5	800	519.7	18.0	48.0	75.0	1 600	1 039.4	105.0	123
39	2.5	44.5	550	357.3	22.0	47.0	47.0	1 850	1 201.8	87.0	94
40	5.0	22.5	500	324.8	19.0	27.5	86.5	1 600	1 039.4	114.0	114
41	2.5	42.0	850	552.2	23.0	44.5	48.5	1 550	1 006.9	93.0	93
42	1.5	26.5	350	227.4	19.0	28.0	137.0	2 250	1 461.6	103.0	165
43	1.5	26.0	750	487.2	15.5	27.5	135.5	2 200	1 429.1	128.0	163
44	3.0	21.5	700	454.7	17.0	24.5	78.5	1 650	1 071.9	103.0	103
45	2.5	34.0	750	487.2	16.0	36.5	84.5	2 450	1 591.5	121.0	121
46	3.0	35.0	750	487.2	18.5	38.0	65.0	2 100	1 364.2	87.0	103
47	2.0	26.0	500	324.8	12.5	28.0	54.0	1 550	1 006.9	72.0	82
48	3.5	33.5	900	584.7	18.5	37.0	121.0	1 600	1 039.4	85.0	158
49	3.0	25.0	950	617.1	16.5	28.0	92.0	1 850	1 201.8	119.5	120
50	2.5	36.0	750	487.2	18.0	38.5	83.5	1 900	1 234.3	83.0	122

VERSUCH NR.	EXPANSIONSPHASE					RETAKTIONSPHASE					LYSE BEGINN
	BEGINN (min)	DAUER (min)	KRAFT MAXIMUM (mp)	DRUCK ZEITPKT. (mp/cm ²)	ZEITPKT. (min)	BEGINN (min)	DAUER (min)	KRAFT MAXIMUM (mp)	ZUG ZEITPKT. (mp/cm ²)	ZEITPKT. (min)	
51	3.0	26.0	600	389.8	16.0	29.0	75.0	1 800	1 169.3	87.0	104
52	7.0	27.0	750	487.2	19.0	34.0	72.0	1 600	1 039.4	94.0	106
53	4.0	19.0	350	227.4	12.0	23.0	97.0	2 250	1 461.6	75.0	120
54	9.0	17.5	550	357.3	18.0	26.5	91.5	1 600	1 039.4	79.0	118
55	4.5	33.5	600	389.8	22.0	38.0	71.0	1 900	1 234.3	109.0	109
56	8.5	20.0	350	227.4	18.0	28.5	88.5	2 150	1 396.7	78.0	117
57	2.0	38.0	900	584.7	20.5	40.0	61.0	1 600	1 039.4	75.0	101
58	1.0	31.5	600	389.8	17.0	32.5	75.5	1 700	1 104.3	78.0	108
59	2.5	15.5	300	194.9	10.5	18.0	95.0	2 100	1 364.2	113.0	113
60	3.0	33.0	750	487.2	21.5	36.0	89.0	1 650	1 071.9	125.0	125
61	3.0	37.5	550	357.3	22.0	40.5	52.5	1 850	1 201.8	87.0	93
62	1.0	33.0	600	389.8	14.0	34.0	62.0	1 650	1 071.9	78.0	96
63	7.0	25.0	650	422.2	20.0	32.0	68.0	1 850	1 201.8	72.0	100
64	4.0	38.0	800	519.7	23.0	42.0	44.0	1 850	1 201.8	86.0	86
65	2.0	31.0	550	357.3	16.0	33.0	87.0	1 600	1 039.4	120.0	120
66	5.5	33.5	500	324.8	17.0	39.0	89.0	1 600	1 039.4	103.0	128
67	3.0	33.0	400	259.8	18.5	36.0	91.0	1 700	1 104.3	127.0	127
68	3.0	33.0	450	292.3	17.0	36.0	67.0	1 750	1 136.8	86.5	103
69	2.0	19.0	300	194.9	17.0	21.0	59.0	1 600	1 039.4	60.0	80
70	3.5	33.0	500	324.8	21.0	36.5	66.5	1 950	1 266.7	85.0	103

MITTELWERT:	3.5	28.4	604	392.6	17.6	32.0	82.3	1 952	1 268.1	94.4	114
MITTLERER FEHLER:	1.8	8.8	222	144.3	4.2	8.5	26.9	329	213.8	22.9	27
STANDARD-ABWEICHUNG:	0.2	1.1	27	17.2	0.5	1.0	3.2	39	25.6	2.7	3

b) Kapazitive Bestimmung

Mit dieser Versuchsanordnung wurden 30 Versuche durchgeführt; Schwierigkeiten, die im technischen System und in der Handhabung auftraten, ermöglichten lediglich eine quantitative Auswertung von 18 Versuchen.

Abb. 14 gibt die Normalkurve wieder. Die folgende Tabelle gibt einen Überblick über die Meßergebnisse und die statistische Auswertung.

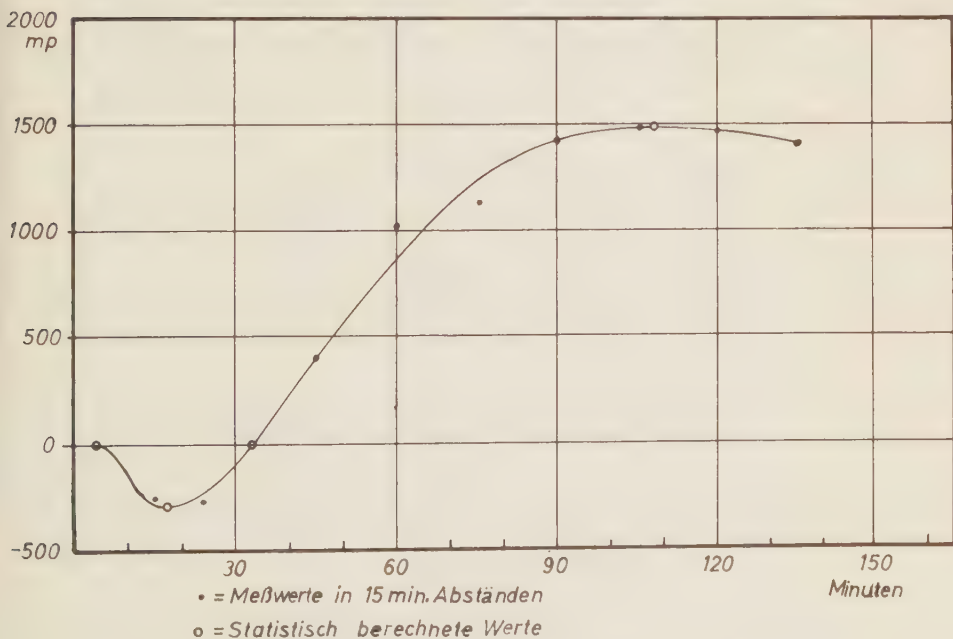


Abb. 14: Mittlere Vollblut-Gerinnungskurve von 18 Versuchspersonen. Die Versuche werden mit der kapazitiven Anordnung ermittelt. Ordinate: Retraktionskraft in mp. Abszisse: Zeitwerte. (0=Einstichzeitpunkt in die Venen).

VERSUCH

EXPANSIONSPHASE

RETRAKTIONSPHASE

LYSE

NR. BEGINN DAUER KRAFT MAXIMUM ZEITPKT. BEGINN DAUER KRAFT MAXIMUM ZEITPKT. BEGINN

(min) (min) (mp) (mp/cm²) (min) (min) (min) (min) (min) (min) (min)

1	10.0	27.5	450	292.3	23.0	37.5	51.5	1 950	1 266.7	89.0	89
2	1.0	28.0	500	324.8	5.0	29.0	90.0	1 550	1 006.9	94.0	119
3	3.5	34.5	500	324.8	21.5	38.0	104.0	1 150	747.1	142.0	142
4	1.0	26.5	200	129.9	7.0	27.5	114.5	1 800	1 169.3	97.0	142
5	10.0	33.0	300	194.9	29.0	43.0	60.0	1 350	877.0	103.0	103
6	1.0	46.5	400	259.8	29.5	47.5	52.5	700	454.7	66.0	100
7	0.0	6.0	0	0.0	0.0	6.0	76.0	1 300	844.5	58.0	82
8	2.0	30.0	100	65.0	21.0	32.0	86.0	1 300	844.5	118.0	118
9	2.0	25.0	350	227.4	6.5	27.0	121.0	1 600	1 039.4	148.0	148
10	2.0	30.5	250	162.4	18.5	32.5	61.5	2 000	1 299.2	94.0	94
11	2.0	43.0	150	97.4	23.0	45.0	120.0	1 000	649.6	103.0	165
12	1.0	20.0	300	194.9	8.0	21.0	126.0	1 200	779.5	83.0	147
13	1.5	30.5	150	97.4	5.0	32.0	111.0	2 450	1 591.5	143.0	143
14	9.0	13.0	200	129.9	16.0	22.0	48.0	550	357.3	42.0	70
15	3.0	24.5	250	162.4	11.0	27.5	30.5	1 600	1 039.4	58.0	58
16	3.0	20.0	400	259.8	7.5	23.0	40.0	2 400	1 559.1	63.0	63
17	8.0	35.5	300	194.9	31.0	43.5	136.5	1 250	812.0	180.0	180
18	12.5	51.5	600	389.8	31.0	64.0	116.0	1 450	941.9	180.0	180

MITTELMERT:	4.0	29.2	300	194.9	16.3	33.2	85.8	1 478	960.0	103.4	119
MITTLERER FEHLER:	3.9	11.1	156	101.5	10.3	12.8	33.9	511	332.0	41.1	39
STANDARD-ABWEICHUNG:	0.9	2.6	37	23.9	2.4	3.0	8.0	120	78.3	9.7	9

2. Statistische Berechnungen

Um die Normalkurve zu ermitteln, wurden die Werte der Einzelkurven tabellarisch geordnet und mittels Maschinen-Lochkarten statistisch ausgewertet. Die Berechnungen wurden am Rechenzentrum der Technischen Hochschule Stuttgart mit dem Rechenaggregat TR-4 von cand. math. M. BRAUN durchgeführt. Den Berechnungen der Zug- und Druckwerte wurde die Stempelfläche, d.h. die Fläche des oberen Haftmediums zugrunde gelegt.

Die statistische Prüfung der Ergebnisse erfolgte in Anlehnung an E.WEBER(25) durch folgende Symbole und Formeln:

N = Zahl der Versuche (Einzelwerte)

$\bar{x}$ = arithmetischer Mittelwert

S = einfacher mittlerer Fehler (Streuung)

S_x = Standardabweichung des Mittelwerts

Benutzte Formeln:

$$\bar{x} = \frac{x_1 + x_2 + x_3 \dots + x_N}{N}$$

$$S = \sqrt{\frac{\sum x_i^2 - \bar{x} \cdot \sum x_i}{N-1}}$$

$$S_x = \sqrt{\frac{\sum x_i^2 - \bar{x} \cdot \sum x_i}{N(N-1)}}$$

IV. Diskussion der Ergebnisse

Werden beide Methoden verglichen, so zeigt sich, daß die induktive Methode gegenüber der kapazitiven, wie bereits dargelegt, entscheidende technische Vorteile besitzt. Die Schwierigkeiten der kapazitiven Anordnung finden ihren Ausdruck in der statistischen Auswertung. 12 Versuche dieser Methode konnten statistisch nicht berücksichtigt werden; lediglich 18 Versuche kamen zur Auswertung. Verglichen mit den Ergebnissen der induktiven Anordnung beträgt die Standardabweichung des Mittelwertes das Dreifache. Diese Tatsachen zeigen, daß wir keinen Anspruch auf exakte quantitative Gültigkeit der kapazitiv bestimmten Ergebnisse erheben können. Die Versuchsreihe der kapazitiven Anordnung wurde aus diesem Grunde vorzeitig abgeschlossen. Für Vergleichszwecke mit anderen Methoden werden im folgenden nur die Ergebnisse der induktiven Anordnung berücksichtigt.

Da in der Literatur über den anfänglichen Effekt, den wir als Expansionsphase bezeichnen möchten, keine quantitativen Ergebnisse vorliegen, galt unsere besondere Aufmerksamkeit diesem ersten Teil der Retraktionskurve. Die bei der Expansionsphase auftretende Kraft wird bei unserer Versuchsanordnung als

Spannungsenergie vorübergehend in der Tellerfeder des Kraftaufnehmers gespeichert und bei anschließender Volumenverkleinerung wieder frei. Ein Energieverlust tritt also nicht ein.

Mit unseren Versuchen darf nunmehr als gesichert gelten, daß sich menschliches Blut während der 2. Gerinnungsphase ausdehnt. Dabei ist bemerkenswert, daß - bezogen auf die Meßanordnung - die maximale Expansionskraft etwa ein Drittel der (entgegengerichteten) maximalen Retraktionskraft erreicht.

Der mittlere Retraktionsbeginn setzt bei unserer Anordnung 32 Minuten nach Blutentnahme ein. Die Standardabweichung des Mittelwertes beträgt 1,0 Minuten. Dieser Wert ist mit den Werten der statischen Retraktometrie, die mit der kompensierbaren Torsionsfederwaage ermittelt wurden, annähernd identisch (W.SCHULTE(21), H.MAUNZ(12), E.KLETT(9)).

Der ermittelte Retraktionsbeginn deckt sich ferner nahezu mit den Werten nach den Methoden von J.S.HIRSCHBOECK(7), sowie P.MATIS und R.GROSS(11). Die Ansicht von H.HARTERT(5), die Retraktion setze sofort nach dem Aufbau des Fibringerinnsels ein, können wir aufgrund unserer Ergebnisse nicht bestätigen. Jedoch stimmen unsere Versuche mit denen von H.HARTERT(5) darin überein, daß nach der Gerinnselbildung, und

zwar nach Erreichen des Expansionsmaximums, ein "regressives Verhalten" des Blutkoagulums einsetzt: Ob es sich hierbei um eine Volumenverkleinerung oder bereits um eine Retraktion des expandierten Blutgerinnsels handelt, konnte durch unsere Versuche nicht entschieden werden. Falls es sich hierbei tatsächlich um eine Retraktion handeln sollte, wäre der Retraktionsbeginn mit dem Expansionsmaximum zeitlich identisch und würde nach unseren Versuchen bereits in der 17. Minute liegen.

Die Dauer der Retraktionsphase beträgt 82 Minuten. Das Retraktionsmaximum wird also durchschnittlich in der 94. Minute erreicht. Die Untersuchungen von W. SCHULTE(21) und E.KLETT(9) zeigen, daß der zeitliche Retraktionsverlauf mit der Veränderung von Grundfläche und Höhe der zylindrischen Gerinnungsgefäße stark differiert. Bei unseren Versuchen wird das Ende der Retraktion ungefähr 10 Minuten früher erreicht, als die Ergebnisse von W.SCHULTE(21) und E.KLETT(9) aus-sagen. Dies erklärt sich dadurch, daß bei den von uns verwandten Gerinnungszyklindern das Verhältnis Oberfläche : Volumen größer ist als bei den früheren Untersuchungen, die als Vergleichsgrundlagen herangezogen wurden.

Stellt man die maximalen Retraktionskräfte unserer Versuchsreihe den maximalen Retraktionskräften früherer

Untersuchungen von W.SCHULTE(21) gegenüber, so ist eine weitgehende Übereinstimmung festzustellen. W.SCHULTE(21) erhielt mit der kompensierbaren Torsionsfederwaage genau denselben Maximalwert von 1950 mp. Allerdings hatte die Grundfläche seines entsprechenden Gerinnungsgefäßes einen 1,25 größeren Radius.

Die Lyse des Blutkuchens beginnt nach unseren Ergebnissen in der 114. Minute. Da hierfür keine entsprechenden Vergleichswerte vorliegen, kann dieses Ergebnis nicht diskutiert werden.

Vergleicht man die Retraktographie mit der Thrombelastographie, so zeigt sich eine gewisse Übereinstimmung; die maximale Thrombelastizität wird bei Vollblut (H.HARTERT(4)) zwischen der 90. und 150. Minute erreicht. Bei unseren Versuchen lag das Retraktionsmaximum in der 94. Minute. Allerdings sind Vergleiche zwischen Retraktographie und Thrombelastographie schwierig zu beurteilen, da es sich um 2 verschiedene Methoden handelt, bei denen das Blutgerinnsel sich einmal in Ruhe befindet, das andere Mal intermittierenden Drehbewegungen ausgesetzt ist. Qualitative und quantitative Vergleiche beider Methoden mit dem Blut desselben Spenders wären von Interesse gewesen, konnten jedoch im Rahmen dieser Arbeit nicht durchgeführt werden.

V. Zusammenfassung

Aufgabe der Arbeit war es, die mechanische Versuchsanordnung der elektronischen, statischen Retraktometrie von W.SCHULTE(22) zu verbessern und experimentelle Untersuchungen mit menschlichem Vollblut damit anzustellen.

Mit der induktiven Anordnung wurde eine brauchbare Methode beschrieben, die es erlaubt, die Vollblutgerinnungsphasen automatisch zu registrieren. Die kapazitive Anordnung kann in der vorliegenden Form zur Ermittlung exakter, quantitativer Ergebnisse nicht empfohlen werden.

Die Ergebnisse wurden elektronisch-statistisch ausgewertet. Die Werte der Retraktionsphase stimmen weitgehend mit denen von W.SCHULTE(21), E.KLETT(9) und H.MAUNZ(12) überein.

Während der zweiten Gerinnungsphase kommt es zu einer geringfügigen, jedoch mit unserer Versuchsanordnung deutlich meßbaren Volumenzunahme menschlichen Vollblutes.

Zum Schluß der Arbeit erlaube ich mir,
Herrn Dozent Dr. Willi Schulte für die
Überlassung der Arbeit und für die wert-
volle Anleitung zur Durchführung der Unter-
suchungen meinen besten Dank auszusprechen.

Herrn Professor Dr. Dr. E. Fröhlich spreche
ich meinen Dank für die Übernahme des
Korreferates aus.

Mein Dank gilt weiterhin Herrn M. Braun
für die statistischen Berechnungen der
Meßergebnisse.

VI L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

- (1) BIER, A. : Med. Klin. 1,6 (1905)
zit. nach SCHULTE, W. (21)
- (2) BROSCHE, F. : "Das Entfernen von Zähnen"
in HÄUPL - MEYER - SCHUCHARDT
Zahn-, Mund- und Kieferheil-
kunde Bd. III, 1 Urban und
Schwarzenberg Verlag München
Berlin (1957)
- (26) BAYERLE, H., MARX, R.
und HELL, H. : "Über eine neue Methode zur
Messung des geronnenen Blutes"
Klin. Wschr. 27, 237 (1949)
- (3) FRÖHLICH, E. : "Die operative Behandlung
der Kieferzysten". Dtsch.
zahnärztl. Z. 12, 217 (1957)
- (4) HARTERT, H. : "Retraktographie; eine neue
Methode zur fortlaufenden
Messung der Retraktion des
Blutkuchens". Klin. Wschr. 36,
1085 (1958)
- (5) HARTERT, H. : "Über einen strukturbildenden
Faktor in den Thrombozyten."
Klin. Wschr. 27, 789 (1949)
- (6) HAUSER, P. : "Die leere Alveole und der
dolor post extractionem."
Dtsch. Zahnärztekalendar
Carl Hanser Verlag, München
(1956)

- (7) HIRSCHBOECK, J.S. : J. Lab. clin. Med. 33, 347
(1948)
zit. nach JÜRGENS, J. und
F.K.BELLER(3)
- (8) JÜRGENS, J. und
F.K. BELLER : "Klinische Methoden der
Blutgerinnungsanalyse."
G.Thieme Verlag, Stuttgart
(1954)
- (9) KLETT, E. : "Experimentelle Untersuchungen
über die Retraktionskraft ei-
nes Blutkoagulums und über
deren Änderungen bei verschie-
dener Form und Größe des blut-
gefüllten Hohlraums."
Med. dent.Diss. Tübingen (1962)
- (10) KREIDLER, J. : "Experimentelle Untersuchungen
über die Serumabscheidung des
Blutkoagulums unter dem Ein-
fluß intermittierender Druck-
belastung." Med. dent. Diss.
Tübingen (1963)
- (11) MATIS, P.,
MAYER, W. und
NAGEL, W. : Ergebn. Chir. Orthop.42, 366
(1959) zit. nach W.SCHULTE(26)

- (12) MAUNZ, H. : "Experimentelle Untersuchungen über die Retraktion des Blutkoagulums im Hinblick auf ihre klinische Bedeutung für die Kieferchirurgie." Med. dent. Diss. Tübingen (1959)
- (13) Ott, A. : "Die schwierige Zahnentfernung." Zahn-, Mund- und Kieferheilk. in Vorträgen, H.1
Carl Hanser Verlag München (1950)
- (14) PARTSCH, K. : Dtsch. Mschr. Zahnheilk. 28, 252 (1910)
zit. nach SCHULTE, W. (21)
- (15) POHLE, F.J. : Amer. I. med. Sci. 197,40 (1939)
zit. nach MAUNZ, H.(12)
- (16) REBEL, H.H. : "Grundlagen und Probleme der klinischen Zahnheilkunde."
Carl Hanser Verlag München (1954)
- (17) SCHUCHARDT, K. : in HÄUPL - MAYER - SCHUCHARDT, Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Bd. III Teil 1, Urban und Schwarzenberg Verlag München
Berlin (1957)
- (18) SCHULTE, W. : "Über den primären Nahtverschluß nach intraoralen Eingriffen am Kieferknochen und die Defektversorgung mit Gelatineschwamm, Penicillin und Thrombin." Dtsch. zahnärztl. Z. 14, 456 (1959)

- (19) derselbe : "Die Eigenblutfüllung: Eine neue Methode zur Versorgung größerer Knochendefekte nach intraoralen Eingriffen."
Dtsch. zahnärztl. Z. 15, 910(1960)
- (20) derselbe : "Die Hemmung der Blutgerinnung bei lokaler Penicillinanwendung und ihre Verhütung."
Dtsch.Zahn-, Mund- und Kieferheilk. 32, 203 (1960)
- (21) derselbe : "Die Retraktion des Blutgerinnsells und ihre Bedeutung für die primäre Heilung von Kieferknochendefekten."
Carl Hanser Verlag München (1964)
- (22) derselbe : "Eine neue Methode zur elektronischen Bestimmung und Registrierung der Blutgerinnung, insbes. der Retraktion und Fibrinolyse."
Fortschritte d. Med. 22,899(1965)
- (23) THOMA, K.H. : "Oral Surgery". St. Louis, The C.V. Mosby Company (1948)
- (24) WAGNER, K.D. : "Die Bedeutung der Blutgerinnung insbesondere der Retraktion für die Heilung von Kieferknochendefekten." Med.dent.Diss.Tübingen (1959)
- (25) WEBER, E. : "Grundriß der biologischen Statistik." G. Fischer Verlag, Jena, (1956)

L e b e n s l a u f

Am 15. 4. 1941 wurde ich, Gunter Luz, als Sohn des Zahnarztes Dr. Friedrich Luz und seiner Ehefrau Elisabeth geb. Zeyher in Oberurbach Kreis Waiblingen geboren.

1947 trat ich in die Grundschule in Oberurbach ein und wechselte 1951 auf das Gymnasium in Schorndorf über, wo ich am 4. 2. 1961 die Reifeprüfung ablegte.

Im S.S. 1961 begann ich in Erlangen mit dem Studium der Medizin und Zahnmedizin. Dort legte ich am 8. 3. 1962 die naturwissenschaftliche Vorprüfung, am 6. 8. 1963 die ärztliche und am 19. 8. 1963 die zahnärztliche Vorprüfung ab. Im W.S. 1963 wechselte ich an die Universität Tübingen über, wo ich nach 5 klinischen Semestern das Staatsexamen bestand.

Am 25. 7. 1966 erhielt ich die Bestallung als Zahnarzt und bin seit 1. 11. 1966 als Assistent tätig.

